

体幹重量負荷歩行と傾斜歩行の酸素摂取量, 心拍数 ならびにダブルプロダクトに及ぼす影響

黒木 裕士, 森永 敏博, 鈴木 康三, 角南 昌三, 高塩 純一

The effects of backpack load walking and gradient walking on oxygen uptake,
heart rate and double product

Hiroshi KUROKI, Toshihiro MORINAGA, Kozo SUZUKI, Masami SUNAMI,
Junichi TAKASHIO

ABSTRACT: Variations in the oxygen uptake, heart rate, and double product (=systolic blood pressure X heart rate) of 8 young adult males were investigated in a series of treadmill-walking tests. The speed of the treadmill was set at 4 km/hr, with gradients varied at 0%, 3%, 6%, and 9%. Subjects first walked the treadmill unburdened, then while bearing backpack loads of 10% and 20% of their body weight.

Oxygen uptake, heart rate, and the double product were all found to increase as the load weight rose. However, the rate of increase resulting from added backpack weight with the treadmill gradient remaining at 0% was less than that resulting from raising the treadmill gradient with the subject unburdened. The ratio between the increase in heart rate and the rise in oxygen uptake was also lower in the former case than in the latter.

Treadmill gradient was thus found to have a greater influence than load weight on oxygen uptake in healthy subjects. Clinically, this finding suggests that when using a fixed-speed treadmill for therapeutic exercise, gradient variation should be implemented first, followed by gradient variation in conjunction with the increase of backpack load weight.

Key words: backpack load walking, gradient walking, oxygen uptake, heart rate, double product, therapeutic exercise.

結 言

人が重量物を運搬する場合の呼吸循環器系に

京都大学医療技術短期大学部理学療法学科
Division of Physical Therapy, College of medical
Technology, Kyoto University.

1987年7月16日受付

対する影響は, 主として人間工学あるいは労働生理学的見地より研究されている。

このうち荷物運搬方法の面からは, 四肢や頭部に重量負荷を行う研究と, 体幹に重量負荷を行う研究とに大別され, 前者には Lind らの重量物を把持して運搬する場合と肩ハーネスを用

いて運搬する場合の血圧・心拍数の測定¹⁾、Soule らの重量物を頭部・手・足部に負荷した場合の比較²⁾、あるいは Inman らの各肢節に重量を負荷した場合の代謝コストに関する報告³⁾等がある。

一方、後者の体幹重量負荷を行った研究は比較的多く³⁻²⁰⁾、各肢節への負荷と体幹へのそれとの比較³⁾や、体幹重量負荷でのステップテストに関する報告^{4,5)}、トレーニング効果についての研究^{6,7)}、機械的エネルギーの分析^{8,9)}、そして体幹重量負荷を行っての歩行時酸素消費について述べたもの等^{3,5,9-16,18-20)}が認められる。

しかし、体幹重量負荷を行ったこれらの研究のうち比較的軽量の負荷を用いている報告は少なく、体重の10%の重量負荷を行った Goldman ら¹⁰⁾や Myles ら¹¹⁾、体重の20%相当の重量負荷を行った Gordon^{12,13)}、15 kg の重量負荷を行ってトレッドミルトレーニングを行っている舟橋ら⁶⁾、5 kg の重量負荷を行った Inman ら³⁾、Ralston¹⁴⁾にみられるに過ぎない。そのうち心拍数を呼吸循環器系に対するストレスの指標として用いている報告は Myles ら¹¹⁾のみである。このような軽量負荷に関する報告や呼吸循環反応からの検討の稀少性は、重量負荷歩行が主に健常者を対象として研究されてきたことに起因しており、臨床応用が意識されていなかったためであると考えられる。

リハビリテーション医療における理学療法臨床では、身体運動障害者や心臓病、糖尿病あるいは肥満患者等を対象に運動療法が展開されており、効果的かつ安全な新しい運動療法の開発、新しい呼吸循環機能検査法あるいは体力評価法が待望されている。

本研究では、酸素消費の増大を目的として体幹に重量を負荷する体幹重量負荷歩行の妥当性ならびに臨床応用の可能性について、健常者を対象に酸素摂取量、心拍数およびダブルプロダクト（心拍数と収縮期血圧との積）の面から検討を加えた。

実験と方法

1. 対象

京都大学医療技術短期大学部男子学生8名を対象とした（表1）。その年齢は 22.5 ± 2.4 歳、体重は 61.4 ± 5.1 kg、身長は 171.4 ± 5.0 cmであった（いずれも平均±標準偏差）。

2. 方法

被検者に背臥位を10分間とらせ基礎的な安静状態を保った上で、坐位姿勢をとらせて酸素摂取量、心拍数および血圧を測定し、歩行を実施した。

歩行は、重量を負荷しない普通歩行、体重の10%に相当する重量を体幹に負荷する10%負荷歩行、ならびに体重の20%に相当する重量を同様に負荷する20%負荷歩行の三種類で、実施順序は無作為として歩行中の酸素摂取量、心拍数および血圧を測定した。歩行は連続的な多段階トレッドミル歩行とし、McHenry ら²¹⁾の方法を修正した方法を用いた。すなわち傾斜0%で4分間歩行、傾斜3%で3分間、6%で3分間、9%で3分間、合計13分間歩行するという方法を用いた。重量はリュックサックを使用して、動揺を可及的に防止して体幹背部に固定した。

なお、各歩行測定の間には坐位姿勢での10分間の休憩を設け、次の歩行測定を開始する直前に酸素摂取量、心拍数および血圧を測定して、これが歩行測定開始直前の安静坐位でのそれとほぼ同等であることを確認した。

表1 被検者の年齢、体重および身長

被検者	年齢(歳)	体重(kg)	身長(cm)
M. I.	21	57	175
T. H.	24	58	173
H. W.	19	63	172
S. T.	25	64	171
Y. J.	25	62	169.5
A. G.	20	52	160
M. N.	25	68	173
A. T.	21	67	178
平均	22.5	61.4	171.4
標準偏差	2.4	5.1	5.0

酸素摂取量の測定には、ミナト社製呼吸ガスモニター RM-200 を用い、各歩行ならびに安静座位において継時的に30秒間隔で測定・記録した。

心拍数の測定は、各姿勢ならびに各歩行段階の最終30秒間に、被検者から導出した心電図(CM5)をテレメーターで無線送付し、日本電気三栄製ポリグラフシステム360を介して、ペンレコーダーにて30秒間記録したものを、1分間当りに換算した。

血圧測定には、マンシュート部と圧力計部の連結ゴムチューブを延長した Riva-Rocci 型血圧計を用い、各歩行段階の最終1分間に可及的敏速に測定した。マンシュートは被検者の右上腕部に巻きつけ、聴診器と共にサージカルテープで外部より固定して、歩行に伴う下方への落下を防止した。

これら歩行測定と同時に、側方からの連続的な8mmビデオ撮影が行われ、各歩行段階における歩調(1分間当りの歩数)測定が実施された。

なお、測定は昭和62年5月～6月にかけて行われ、測定室内の気温は22～24度の範囲で実施された。被検者には測定前2時間以内の飲食、喫煙および過激な運動を禁止し、十分な休養を

取った後に測定が行われた。

このようにして得られた酸素摂取量、心拍数およびダブルプロダクトを、傾斜角度、重量負荷ならびに被検者を要因とする三元配置の分散分析法を用いて有意差検定し、トレッドミルの傾斜変化と重量負荷による影響を調べた。

結 果

歩行中の酸素摂取量、心拍数ならびにダブルプロダクトの測定結果および上昇率あるいは下降率を表2に示す。上昇率ならびに下降率は、普通歩行の平均値に対する負荷歩行の平均値の比を算出したものである。

分散分析の結果、いずれも危険率1%で、酸素摂取量、心拍数ならびにダブルプロダクトに対する傾斜変化および重量負荷の影響に有意差を認めた。また、酸素摂取量ならびに心拍数に関しては危険率1%で、ダブルプロダクトに関しては危険率5%で、傾斜変化と重量負荷の交互作用を認めた。

酸素摂取量は重量負荷の増加によって上昇すると同時に、トレッドミルの傾斜増加に伴って著しく上昇した(表2)。傾斜0%での10%負荷歩行ならびに20%負荷歩行では有意差を認めず、酸素摂取量は共に、わずか1%増加したに

表2 酸素摂取量、心拍数およびダブルプロダクトの平均値、標準偏差ならびに上昇率・下降率

	傾 斜	普通歩行	10%負荷歩行	20%負荷歩行
酸素摂取量 ml/kg/min	傾斜 0%	12.81±2.14	12.94±0.99 (+1.0%)	12.94±0.92 (+1.0%)
	3%	15.06±1.03	15.88±0.51 (+5.4%)*	16.50±0.85 (+9.6%)**
	6%	17.50±0.72	18.92±0.67 (+8.1%)**	20.34±0.65(+16.2%)**
	9%	21.04±1.17	22.96±0.89 (+9.1%)**	24.44±1.38(+16.2%)**
心 拍 数 beats/min	傾斜 0%	92.5±15.2	92.8±10.9 (+0.3%)	91.8±10.3 (-0.8%)
	3%	97.3±12.4	100.0± 9.3 (+2.8%)*	101.0± 8.6 (+3.8%)**
	6%	102.8±11.6	108.3±10.7 (+5.4%)**	111.5± 9.0 (+8.5%)**
	9%	111.3±11.4	116.8±11.1 (+4.9%)**	122.8±10.5(+10.3%)**
ダブルプロダクト (mmHg・beats/min) ×10 ⁻²	傾斜 0%	121.2±26.4	117.9±15.9 (-2.7%)	119.4±14.9 (-1.5%)
	3%	127.4±21.2	130.0±12.1 (+2.0%)	136.5±12.7 (+7.1%)
	6%	136.9±19.4	145.1±16.0 (+6.0%)	152.2±14.0(+11.2%)**
	9%	153.9±21.0	161.3±18.9 (+4.8%)	169.2±18.9(+10.0%)**

表示：平均値±標準偏差(上昇率, 下降率)

*: 危険率5% **: 危険率1%

過ぎなかったが、傾斜3%での10%負荷歩行では5.4%増加(危険率5%), 20%負荷歩行では9.6%増加を示し(危険率1%), 傾斜6%では危険率1%でそれぞれ8.1%増加, 16.2%増加した。さらに傾斜9%では、いずれも危険率1%で、それぞれ9.1%増加, 16.2%増加を示した。

また、普通歩行で傾斜を変化させた場合、酸素摂取量は傾斜3%では16.7%上昇, 6%では36.6%上昇, 9%では64.2%上昇した(いずれも危険率1%)。10%負荷歩行で同様に比較すると、傾斜3%では22.7%上昇, 6%では46.2%上昇, 9%では77.4%上昇した(いずれも危険率1%)。また、20%負荷歩行においては、傾斜3%では27.5%上昇, 6%では57.2%上昇, 9%では88.9%上昇した(いずれも危険率1%)。

心拍数は、負荷歩行においては一部わずかに低下したものの、それ以外では負荷重量の増加に伴って上昇し、酸素摂取量同様、傾斜の増加に伴って上昇した(表2)。すなわち傾斜0%で10%負荷歩行を行った場合には、心拍数は0.3%上昇, 20%負荷歩行では0.8%下降を示し、有意差は認められなかった。傾斜3%で10%負荷歩行を行った場合には、2.8%上昇し(危険率5%), 20%負荷歩行では3.8%上昇(危険率1%), 傾斜6%ではそれぞれ5.4%の上昇(危険率1%), 8.5%の上昇(危険率1%)を示した。傾斜9%では、それぞれ4.9%ならびに10.3%上昇した(いずれも危険率1%)。

普通歩行で傾斜を増加させた場合には、3%傾斜で5.2%上昇, 6%で11.1%上昇, 9%で20.3%上昇を示した(いずれも危険率1%)。10%負荷歩行で傾斜を増加させた場合には、3%傾斜で7.8%上昇, 6%で16.7%上昇, 9%で25.9%上昇を示した(いずれも危険率1%)。20%負荷歩行では3%傾斜で10.0%上昇, 6%で21.5%上昇, 9%で33.8%上昇を示した(いずれも危険率1%)。

ダブルプロダクトもまた、傾斜0%の一部を除いて重量負荷の増加に伴って上昇すると同時に、傾斜の増加に伴って上昇した(表2)。す

なわち傾斜0%での10%負荷歩行では2.7%下降, 20%負荷歩行では1.5%下降しており、傾斜3%では、10%負荷歩行で2.0%の上昇, 20%負荷歩行では7.1%の上昇を示していた(いずれも有意差なし)。傾斜6%では、それぞれ6.0%の上昇(有意差なし)ならびに11.2%の上昇(危険率1%)を示しており、傾斜9%では、4.8%の上昇(有意差なし), 10.0%の上昇(危険率1%)を示していた。

普通歩行で傾斜を増加させた場合には、傾斜3%では5.2%上昇(有意差なし), 傾斜6%では13.0%上昇(危険率1%), 傾斜9%では27.0%上昇(危険率1%)を示していた。10%負荷歩行では、傾斜3%では10.2%上昇, 傾斜6%では23.0%上昇, 傾斜9%では36.8%上昇を示しており、20%負荷歩行では、それぞれ14.4%上昇, 27.5%上昇, 41.8%上昇を示していた(すべて危険率1%)。

普通歩行において傾斜角度を増加させた場合の酸素摂取量と心拍数の相関関係をみると、危険率1%で有意な相関が認められ、相関係数 $r=0.69$, 回帰直線 $y=0.159x+0.53$ (ただし y : 酸素摂取量, x : 心拍数)が得られた(図1)。同様に、10%負荷歩行ならびに20%負荷歩行に

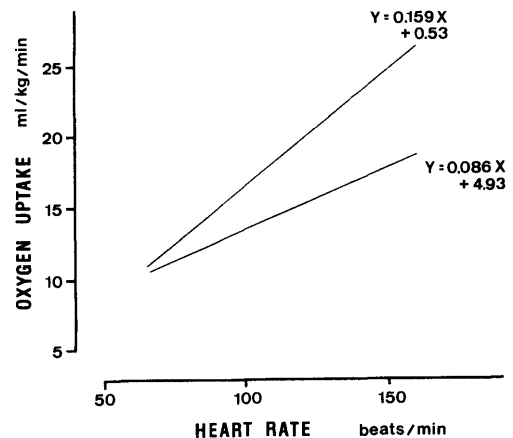


Fig. 1 Oxygen uptake response to heart rate. Upper regression line: The result from raising the gradient with the subject unburdened. Lower regression line: The result from added backpack weight with the gradient remaining at 0%.

表3 傾斜角度の増加に伴う歩調の減少

	歩 調 steps/min
傾斜 0%	111.0±7.6
3%	109.6±7.6(-1.3%)
6%	107.5±6.4(-3.2%)**
9%	106.5±5.8(-4.1%)**

表示：平均値±標準偏差（下降率）

**：危険率1%

おけるその酸素摂取量と心拍数の相関関係を見ると、どちらも危険率1%で有意な相関が認められ、相関係数はそれぞれ0.71, 0.82, 回帰直線はそれぞれ $y=0.194x-2.57$, $y=0.239x-6.91$ が得られた。

傾斜0%において負荷重量を増加させた場合の酸素摂取量と心拍数の相関関係を見ると、危険率1%で有意な相関が認められ、 $r=0.73$, 回帰直線 $y=0.086x+4.93$ が得られた（図1）。また傾斜3%では危険率5%で、傾斜6%ならびに9%では危険率1%で有意な相関が認められ、相関係数はそれぞれ0.51, 0.55, 0.56となり、回帰直線はそれぞれ $y=0.050x+10.82$, $y=0.067x+11.71$, $y=0.085x+12.89$ が得られた。

歩調に関しては傾斜変化のみに危険率1%で有意差を認め、トレッドミルの傾斜角度増加に伴う歩調減少を認めた（表3）。普通歩行, 10%負荷歩行および20%負荷歩行に有意差を認めなかったため、この三種類の歩行を同一群の歩行とみなして比較すると、傾斜3%では1.3%の下降、傾斜6%では3.2%の下降（危険率1%）、傾斜9%では4.1%の下降（危険率1%）を示した。

考 察

本研究では、McHenry らの方法²¹⁾を修正した連続的多段階トレッドミル歩行を用い、第一段階のみを4分間歩行として、他の段階はすべて3分間歩行とした。彼らの原法では第一段階は3分間であるが、本修正法では第一段階に1分間余分に時間を設けることにより、重量負荷

歩行に対する呼吸循環器系反応の確実なる定常状態到達を意図したわけである。表示はしないが、30秒間隔で測定された継時的データからこの定常状態は確認されている。

本方法の歩行速度は時速4kmに固定されており、McHenry らの方法（第一段階を除いては時速5.28km²¹⁾）と比較すると極めて遅いことになる。しかし、彼らの方法は負荷テストとしてのトレッドミル歩行であって、いわゆるオール・アウトにいかにも到達させるか、いかに異常徴候を発見するかという点を問題にしているため、普通歩行に近い状態での呼吸循環器系の反応を観察するには適していない。すなわち、そのためにはトレッドミルの速度を普通歩行速度に近づける必要があるのである。

一般に健康成人の平地歩行速度は時速4.7~4.8km²²⁾とも時速5.4km²³⁾とも言われているが、本方法ではトレッドミルの歩行速度を時速4kmに設定した。その理由は、被検者の多くが時速4km/h以上の速度での歩行に対して速すぎるという違和感を訴え、自然歩行とは異なると述べたためである。

Inman ら²⁴⁾は普通歩行の歩調はおよそ110前後であると述べており、中村ら²⁵⁾は約100前後であると報告している。本研究では、歩調は角度の上昇に伴ってわずかながら低下する傾向にあったものの、ほぼ100~110の範囲内であった（表3）。したがって時速4kmは極めて普通歩行に近い速度であり、適当であったと判断できる。

酸素摂取量は傾斜角度の上昇に伴って著しく増加しており（表2）、普通歩行, 10%負荷歩行, 20%負荷歩行のいずれにおいても傾斜9% > 6% > 3% > 0%の順に大きい値を示している（危険率1%）。重量無負荷の状態で傾斜を0%から3%に増加すると酸素摂取量は17.6%上昇し、傾斜6%では36.6%、傾斜9%では64.2%上昇する。重量を負荷した状態で傾斜をつけた場合にはさらに上昇率は増す。これに対して同一傾斜角度における重量負荷の増加に伴う影響は低く、傾斜を0%に固定して重量負荷

を0%から20%まで変化させても有意差は認めず、平均値の比較においてわずか1%の上昇がみられるに過ぎない。しかし、傾斜を付けた状態で重量負荷を増加させた場合には、傾斜9%においてみられるように、体重の10%重量負荷で9.1%、体重の20%重量負荷で16.2%上昇が認められる(いずれも危険率1%)。つまり、傾斜を付けた状態で重量負荷を行うと酸素摂取量の上昇は大きくなるのである。

また、表2から明らかなように、傾斜をわずか3%増加すると、20%の重量負荷歩行を行うよりも大きい酸素摂取量の上昇が導かれることになる。すなわち、傾斜3%での普通歩行における酸素摂取量平均値15.06は傾斜0%での20%負荷歩行における平均値12.94を上回っており、同様に傾斜6%での普通歩行における17.50は、傾斜3%での20%負荷歩行における16.50より大きいのである。また、傾斜9%の普通歩行では21.04、傾斜6%の20%負荷歩行では20.34を示している。つまり、傾斜角度をわずか3%増加させるという方法は、20%の重量負荷よりも大きい酸素摂取量の上昇が期待できる簡単な方法であるといえよう。

住吉ら¹⁰⁾の報告をもとに重量負荷および傾斜変化による消費カロリーの上昇率を算出すると、重量無負荷の状態では傾斜を0%から3%に増加するとその上昇は35.5%であるのに対し、傾斜角度を0%に固定した場合20kgの重量負荷では上昇は15.6%のみを示している。彼らの報告は、20kgの体幹重量負荷を行った時速3.6kmでのトレッドミル歩行を用いたもので、算出された上昇率を本研究で得られた値と直接比較することは適当でないが、重量負荷による消費カロリー上昇よりも傾斜変化によるそのほうがはるかに大きいことは理解できる。

Gordonら¹²⁾は10%の傾斜を付けた時速4.8kmのトレッドミル歩行で、体重の20%に相当する重量負荷が20.8%の酸素摂取量上昇を導くと述べている。本研究では傾斜9%・時速4.0kmでの測定値を得ているが、酸素摂取量の上昇は彼らの結果と近い16.2%という値を示して

いる。

ごく軽量の重量負荷を行った研究としてはInmanら³⁾のものがあり、彼らは体幹に5kgの重量負荷を行って歩行させた結果、酸素摂取量の上昇は4%であったと報告している。本研究では10%の負荷(平均約6.1kg)を行った際、酸素摂取量の上昇はわずか1%のみであった。彼らの報告ならびに本研究結果は、いずれも重量負荷による影響は大きくないことを示している。

これらより次のことが理解できよう。すなわち、重量負荷によって酸素摂取量は上昇を示すが、その上昇率は傾斜を増大させた場合に比較すると軽度である。また、傾斜をつけた状態での重量負荷歩行では、酸素摂取量のより大きな上昇が期待できるといえよう。

心拍数も酸素摂取量同様、傾斜角度の上昇に伴って増加する。しかしその増加率は酸素摂取量に比べるとはるかに低く、重量無負荷の状態では傾斜を0%から3%に増加すると心拍数は5.2%上昇し、傾斜6%では11.1%、傾斜9%では20.3%上昇するのみである。これに対して、傾斜を0%に固定して重量負荷を0%から20%まで変化させた場合には変化がほとんど認められない。つまり重量負荷が心拍数に及ぼす影響は極めて少ないのである。ただし、傾斜を付けた状態で重量負荷を増加させた場合には、傾斜9%においてみられるように、わずかながらも体重の10%重量負荷で4.9%、体重の20%重量負荷で10.3%上昇が認められる。

Mylesら¹¹⁾は10%重量負荷歩行と40%重量負荷歩行の心拍数を、それぞれ118拍/分、128拍/分であったと報告しているが、この40%重量負荷時の心拍数は10%負荷時のそれと比較してわずか8.5%の上昇である。また、住吉ら¹⁰⁾も重量負荷歩行による心拍数の上昇は軽度であると述べており、本研究で得られた結果と一致する。

図1は心拍数と酸素摂取量の関係を回帰直線として示したもので、傾斜0%で重量負荷を増加した歩行でのそれは下方に位置し、普通歩行で傾斜角度を増加させた歩行でのそれは上方に

位置している。これらの直線の傾斜角度は心拍数の上昇に対する酸素摂取量の増加の割合を表わしており、傾斜角度が大きいほど低い心拍数で多くの酸素を運搬することを示している。したがって傾斜0%で重量負荷を増加した歩行のほうが、心拍数上昇に対する酸素摂取量上昇率は低く、普通歩行で傾斜角度を増加させた歩行よりも酸素摂取量の増加の面で劣っているのである。

ダブルプロダクトは、先述した様に心拍数と収縮期血圧との積によって表わされ、測定が容易なことから、心筋酸素需要の臨床的指標として、すなわち運動に対する心臓のストレスの臨床的指標として広く用いられている²⁶⁾。このダブルプロダクトは傾斜角度の増加に伴って上昇を示しているが、負荷重量の増加に対しては必ずしも増加を示していない(表2)。傾斜0%では体重の10%重量負荷の時に2.7%の減少、体重の20%重量負荷時に1.5%の減少を示しているのである。それ以外の傾斜角度においては、重量負荷に伴ってダブルプロダクトも上昇をみせているが、その上昇率はいずれも低く、体重の10%重量負荷時にはわずか2.0~6.0%の上昇を、体重の20%重量負荷時に軽度の7.1~11.2%の上昇を示しているに過ぎない。そのうち有意差を認めたものは傾斜6%ならびに9%での負荷歩行においてのみである(危険率1%)。このことは、体重の20%程度までの軽量の重量負荷自体は心臓に対して大きなストレスの原因とはなり得ないことを示している。

これに対して、同一重量負荷における傾斜増加に対するダブルプロダクトは、いずれも傾斜角度の増加に伴って大きな上昇をみせている。体重の0%重量負荷における傾斜9%の時には27.0%の上昇を示し、体重の10%重量負荷における傾斜9%の時には36.8%の上昇を、体重の20%重量負荷における傾斜9%の時には41.8%の上昇をみせている。このことはわずかな角度変化であってもダブルプロダクトに多大な影響を及ぼすことを示しているといえよう。

リハビリテーションの臨床においては身体に

運動の障害を有する患者が多く、有効なトレッドミル歩行が困難である。間嶋ら²⁷⁾は脳卒中患者に対して時速1.2~3.0 kmでの傾斜変化を伴うトレッドミル歩行を実施して体力を評価しているが、その患者は、いずれも独力で外来通院可能な程度の歩行能力を有している者である。著者ら²⁸⁾は、歩行可能な入院脳卒中患者の低い歩行速度をも認めており、こういった患者にはトレッドミルの速度増加を実施することは困難であるため、傾斜を増加させる方法や重量負荷を用いて体力評価や呼吸循環機能検査、あるいはトレーニングを行うことが適当であると考えている。

本重量負荷法は、心拍数上昇に対する酸素摂取量上昇率を傾斜変化のそれと比較すると低いものの、酸素摂取量の増加を認める。そして心拍数の上昇は軽度である。さらにダブルプロダクトは体重の10%重量負荷で5.0%前後の上昇、体重の20%重量負荷で10.0%程度の上昇であり、心臓に対する大きなストレスとはなっていない。したがって本方法は、酸素消費を増大させる目的で行なう運動としては妥当かつ安全であり、また、臨床応用への可能性を秘めていると考えられ、今後高齢者や患者を被検者として測定を積み重ねることが必要である。

ただし、酸素摂取量の上昇ならびに心拍数上昇に対する酸素摂取量上昇率は傾斜歩行のほうが高いため、速度を固定したトレッドミル歩行においては第一に傾斜変化を使用し、次に傾斜を付けた状態で重量負荷の追加を行うべきであると考えられる。

要 約

若年成人男子8名を対象に、0~9%の傾斜をつけたトレッドミル上での普通歩行、10%体幹重量負荷歩行ならびに20%体幹重量負荷歩行を実施し、酸素摂取量、心拍数およびダブルプロダクトを指標に検討を加えた。その結果、酸素摂取量、心拍数、ダブルプロダクトのいずれもが重量負荷歩行において上昇したが、それらの上昇率は普通歩行で傾斜角度を増加させた場

合の方が大きい値を示していた。また、心拍数の上昇に対する酸素摂取量の増加の割合は、重量負荷歩行のほうで低く、普通歩行で傾斜を増加させた場合のほうが高かった。したがって健康者のトレッドミル歩行においては重量負荷よりも傾斜角変化の方が酸素摂取量の効率良い増大を期待できる。それゆえ、速度固定したトレッドミルを使用する運動療法では、まず傾斜角変化を実施し、次に傾斜を付けた状態で重量負荷の追加を考えるべきである。

文 献

- 1) Lind, A. R. & McNicol, G. W.: Cardiovascular responses to holding and carrying weights by hand and by shoulder harness. *J. Appl. Physiol.* 25: 261-267, 1968.
- 2) Soule, R. G. & Goldman, R. F.: Energy cost of carried on the head, hands, or feet. *J. Appl. Physiol.* 27: 687-690, 1969.
- 3) Inman, V. T., Ralston, H. J. & Todd, F.: Energy Expenditure. *Human Walking*, p. 71, Williams & Wilkins, Baltimore, 1981.
- 4) 川畑愛義, 丹生治夫, 高木公三郎, 村上長雄, 伊藤一生, 日比野朔郎, 川井 浩, 武部吉秀, 熊本水頼, 伊藤 稔: 運動負荷による循環機能検査 (1) Master's 2-step test 変法の負荷量について, *体育学研究*. 4: 108-114, 1960.
- 5) Datta, S. R. & Ramanathan, N. L.: Energy expenditure in work predicted from heart rate and pulmonary ventilation. *J. Appl. Physiol.* 26: 297-302, 1969.
- 6) 舟橋明男, 坂東栄三: リュックザック荷重歩行トレーニングの効果, *体育科学*31: 470-471, 1982.
- 7) 舟橋明男, 坂東栄三, 中平 順: リュックザック歩行運動による RQ および RER の推移, *体力科学*. 34: 241, 1985.
- 8) Pierrynowski, M. R., Norman, R. W. & Winter, D. A.: Mechanical energy analyses of the human during load carriage on a treadmill. *Ergonomics* 24: 1-14, 1981.
- 9) Kinoshita, H.: Effects of different loads and carrying systems on selected biomechanical parameters describing walking gait. *Ergonomics* 28: 1347-1362, 1985.
- 10) Goldman, R. F. & Iampietro, P. F.: Energy cost of load carriage. *J. Appl. Physiol.* 17: 675-676, 1962.
- 11) Myles, W. S. & Saunders, P. L.: The physiological cost of carrying light and heavy loads. *Eur. J. Appl. Physiol.* 42: 125-131, 1979.
- 12) Gordon, M. J., Goslin, B. R., Graham, T. & Hoare, J.: Comparison between load carriage and grade walking on a treadmill. *Ergonomics* 26: 289-298, 1983.
- 13) 国分大和, 辻 幸治, 積山敬経, 野村照夫, 浦井良太郎, 片山吉穂: 歩行速度と各種重量負荷が生体に及ぼす影響について, *体力科学*. 32: 383, 1983.
- 14) Ralston, H. J.: Effects of immobilization of various body segments on the energy cost of human locomotion. *Proc. 2nd. I. E. A. Conf., Dortmund, 1964. Ergonomics (suppl.)*, p. 53, 1965.
- 15) Pandolf, K. B., Givoni, B. & Goldman, R. F.: Predicting energy expenditure with loads while standing or walking very slowly. *J. Appl. Physiol.* 43: 577-581, 1977.
- 16) 住吉 薫, 吉田孝男, 実藤 理, 不黙 享, 山本忠志, 足立宗男: 傾斜角度の異なる歩行運動と重量負荷が呼吸循環機能に及ぼす影響, *体力科学*. 34: 328, 1985.
- 17) Martin, P. E. & Nelson, R. C.: The effect of carried loads on the walking patterns of men and women. *Ergonomics* 29: 1191-1202, 1986.
- 18) Shoefeld, Y., Shapiro, Y., Portugeeze, D., Modan, M. & Sohar, E.: Maximal back pack load for long distance hiking. *J. Sports Med.* 17: 147-151, 1977.
- 19) Shoefeld, Y., Udassin, R., Shapiro, Y., Birenfeld, Ch., Magazanik, A. & Sohar, E.: Optimal back-pack load for short distance hiking. *Arch. Phys. Med. Rehabil.* 59: 281-284, 1978.
- 20) Keren, G., Epstein, Y., Magazanik, A., & Sohar, E.: The energy cost of walking and running with and without a backpack load. *Eur. J. Physiol.* 46: 317-324, 1981.
- 21) McHenry, P. L., Phillips, J. F. & Knoebel, S. B.: Correlation of computer-quantitated treadmill exercise electrocardiogram with arteriographic

- location of coronary artery disease. Am. J. Cardiol. 30: 747-752, 1972.
- 22) 箕島 高編：日本人人体正常数値表，増補 p. 15, 技報堂，東京，1967.
- 23) 中野昭一編：図説・運動の仕組と応用，p. 247, 医歯薬出版，東京，1982.
- 24) Inman, V. T., Ralston, H. J. & Todd, F.: Kinematics. Human Walking, p. 27-28, Williams & Wilkins, Baltimore, 1981.
- 25) 中村隆一，齊藤 宏：基礎運動学，p. 286-287, 医歯薬出版，東京，1976.
- 26) 水野 康，福田市藏編：循環器負荷試験法—理論と実際—，p. 238, 診断と治療社，東京，1986.
- 27) 間嶋 満，上田 敏：脳卒中片麻痺患者の体力，総合リハビリテーション. 12: 693-698, 1984.
- 28) 黒木裕士，赤松郁夫：脳卒中片麻痺患者における病院内実用歩行の目標速度および目標距離，京都大学医療技術短期大学部紀要. 5: 41-46, 1985.